(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2023年12月14日(14.12.2023)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2023/238327 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/308 (2021.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2022/023295

(22) 国際出願日： 2022年6月9日(09.06.2022)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

(71) 出願人: 日本電信電話株式会社 (**NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1008116 東京都千代田区大手町一丁目５番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 渡辺 健斗 (**WATANABE, Kento**); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町３丁目９－１１ ＮＴＴ 知的財産センタ内 Tokyo (JP).

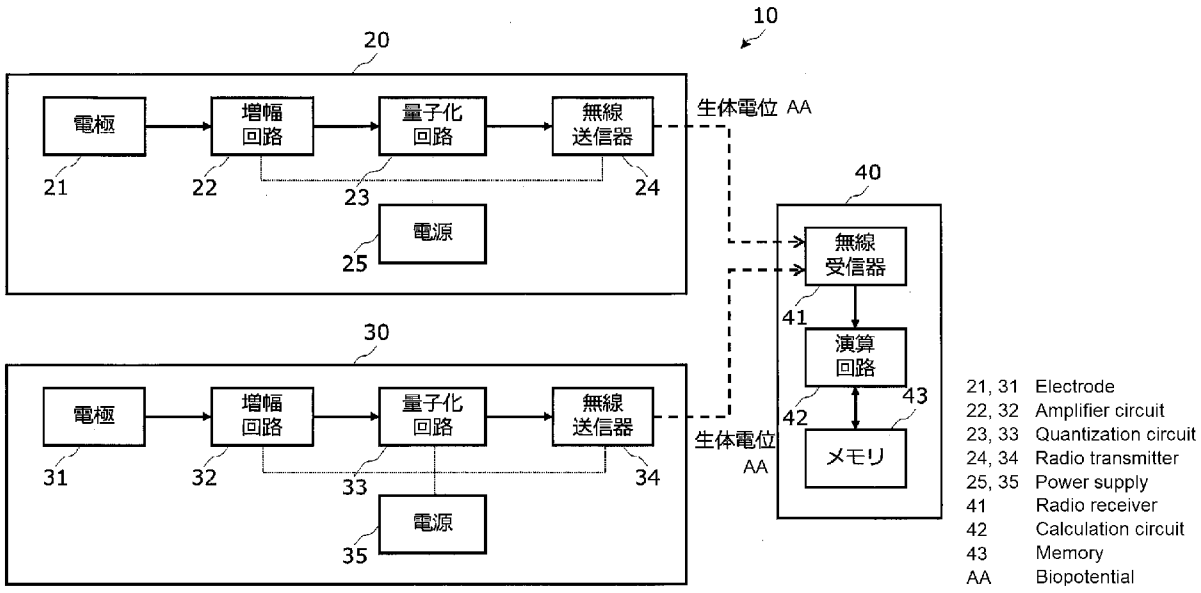
松永 賢一 (**MATSUNAGA, Kenichi**); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町３丁目９－１１ ＮＴＴ 知的財産センタ内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 山川 茂樹, 外 (**YAMAKAWA, Shigeki** et al.); 〒1006104 東京都千代田区永田町２丁目１１番１号 山王パークタワー４階 山川国際特許事務所内 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) **Title:** BIOSIGNAL MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称： 生体信号計測システム



(57) **Abstract:** This biosignal measurement system (10) that is an invention of the present application is provided with: a plurality of electrode devices (20, 30) each including an electrode (21, 31) for measuring a biopotential, an amplifier circuit (22, 32) for amplifying the measured biopotential, a quantization circuit (23, 33) for converting the amplified biopotential to digital data to generate biopotential information, and a radio transmitter (24, 34) for transmitting the biopotential information; and a biosignal generation device (40) for generating a biosignal waveform by using the biopotential information transmitted from each of the electrode devices (20, 30). According to this configuration, it becomes possible to eliminate uncomfortable feeling in a wearer of an electrode device and the restraint of the body of the wearer during the wearing of

WO 2023/238327 A1

[続葉有]

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

the electrode device, and therefore it becomes possible to measure a biosignal naturally.

(57) 要約:本願発明の生体信号計測システム(１０)は、生体電位を計測する電極(２１、３１)と、計測された生体電位を増幅する増幅回路(２２、３２)と、増幅された生体電位をデジタルデータに変換して生体電位情報を生成する量子化回路(２３、３３)と、生体電位情報を送信する無線送信器(２４、３４)とを有する複数の電極デバイス(２０、３０)と、電極デバイス(２０、３０)から送信された生体電位情報を用いて生体信号波形を生成する生体信号生成装置(４０)を備える。これにより、電極デバイス装着時の装着者の不快感や身体への拘束性を解消して、生体信号の自然な計測を行うことができる。

明　細　書

発明の名称 ： 生体信号計測システム

技術分野

[0001] 本願発明は、心電波形をはじめとする生体信号を計測するための生体信号計測システムに関するものである。

背景技術

[0002] 近年、個人の健康管理の手法の一つとして、長時間にわたって心電波形等の生体信号を記録し、その波形の特徴や変化を解析することにより、自律神経の活性度や心臓疾患の兆候を早期に発見することが行われている。長時間にわたって心電波形等の生体信号を取得する方法として、着衣に生体電極が取り付けられたウェアラブル電極が提案されている（例えば、非特許文献１参照）。

[0003] 生体信号の１つである心電波形では、身体の心臓を挟んだ左右両側に配置した電極間の電位差を計測する必要がある。非特許文献１のウェアラブル電極１００では、図７に示すように、胴体中央部に生体電位を計測するデバイス４００を装着し、コンプレッションウェア上に配線を這わせて左右腰部に接触する電極（２００、３００）を備えている。

先行技術文献

非特許文献

[0004] 非特許文献1：河西 奈保子，小笠原 隆行，中島 寛，塚田 信吾，「着るだけで生体情報計測を可能とする機能素材hitoeの開発及び実用化」，電子情報通信学会　通信ソサイエティマガジン，2017-2018，11 巻，1 号，p. 17-23，公開日 2017/06/01

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 着衣により生体電極を胴体に装着する場合には、装着の手間が装着者に忌避感を生じさせ、着衣による圧迫感により装着者に対して不快感を与える場

合がある。胴体以外の装着場所として、例えば、四肢への電極を装着する場合には、左右の電極間を繋ぐ配線が手錠のようなループを形成するため、装着者の身体の動きを制約して、強い拘束性が存在するという問題がある。

[0006] 本願発明の目的は、上記課題を解決することにあり、電極デバイス装着時の装着者の不快感や身体への拘束性を解消して、生体信号の自然な計測を行うことのできる生体信号計測システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 上記課題を解決するために、本願発明の生体信号計測システムは、生体電位を計測する電極と、計測された前記生体電位を増幅する増幅回路と、増幅された前記生体電位をデジタルデータに変換して生体電位情報を生成する量子化回路と、前記生体電位情報を送信する無線送信器と、前記増幅回路、前記量子化回路、および前記無線送信器に電力を供給する電源を有する複数の電極デバイスと、前記電極デバイスの前記無線送信器から送信された前記生体電位情報を受信する無線受信器と、前記複数の電極デバイスの少なくとも２つの電極デバイスにおける前記生体電位情報を用いて生体信号波形を生成する演算回路を有する生体信号生成装置とを備える。

発明の効果

[0008] 本願発明によれば、電極デバイス装着時の装着者の不快感や身体への拘束性を解消して、生体信号の自然な計測を行うことのできる生体信号計測システムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]図１は、本願発明の第１の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。

[図2]図２は、本願発明の実施の形態に係る生体信号計測システムの概念図を示す図である。

[図3]図３は、本願発明の第２の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。

[図4]図４は、従来の生体信号計測システムに用いられている計測回路の一例

である。

[図5]図５は、本願発明の第３の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。

[図6]図６は、本願発明の第３の実施の形態に係る生体信号計測システムの他の構成例を示す図である。

[図7]図７は、従来の生体信号計測システムの構成例である。

発明を実施するための形態

[0010] 以下、本願発明を実施するための形態について図を用いて説明する。以下の実施の形態により本願発明の内容が限定されるものではない。

[0011] ＜第１の実施の形態＞

図１は、本願発明の第１の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。本実施の形態の生体信号計測システム１０は、生体電位を計測する複数の電極デバイス（２０、３０）と、複数の電極デバイス（２０、３０）における生体電位情報を用いて生体信号波形を生成する生体信号生成装置４０を備える。

[0012] 電極デバイス（２０、３０）は、生体電位を計測する電極（２１、３１）と、計測された生体電位を増幅する増幅回路（２２、３２）と、増幅された生体電位をデジタルデータに変換して生体電位情報を生成する量子化回路（２３、３３）と、生体電位情報を送信する無線送信器（２４、３４）とを備え、増幅回路（２２、３２）、量子化回路（２３、３３）、および無線送信器（２４、３４）に電力を供給する電源（３５）を有する。

[0013] 生体信号生成装置４０は、電極デバイス（２０、３０）の無線送信器（２４、３４）から送信された生体電位情報を受信する無線受信器４１と、複数の電極デバイスの少なくとも２つの電極デバイスにおける生体電位情報を用いて生体信号波形を生成する演算回路４２と、生成した生体信号波形を保存するメモリ４３を有する。

[0014] 本実施の形態に係る生体信号計測システム１０の概念図を図２に示す。例えば、生体信号として心電図を生成する場合には、心臓を挟むような位置に

複数の電極デバイスを配置する必要がある。装着者１にとって使用感の良い電極デバイスの装着形態としては、例えば、手足などの四肢の少なくとも２ヶ所に電極デバイスを装着することが考えられる。このような電極デバイスの装着形態を採用することによって、ウェアの着用などによる圧迫感や不快感を大幅に軽減させることができる。

[0015] 各電極デバイス（２０、３０）では、ノイズ成分として現れる同相成分と、生体電位として現れる逆相成分とが計測される。各電極デバイス（２０、３０）の電極（２１、３１）で計測できる生体電位の信号は、微弱でありＳＮ比が極めて悪いという問題がある。

[0016] 本実施の形態に係る生体信号計測システム１０では、計測した複数の生体電位の信号を無線通信を用いて生体信号生成装置４０に送信し、生体信号生成装置４０で生体電位の信号の差分演算を行う。差分演算を行うことにより、ノイズ成分として現れる同相成分を除去して生体信号を生成することで、ＳＮ比を向上させることができる。

[0017] 本実施の形態の生体信号計測システム１０では、生体電位を計測する複数の電極デバイス（２０、３０）から生体信号波形を生成する生体信号生成装置への生体電位の情報の送信を、無線通信を用いて行うように構成されている。これにより、電極デバイスの装着時の物理的配線による装着者の不快感や身体への拘束性を解消して、生体信号の自然な計測を行うことのできる生体信号計測システムを提供することができる。

[0018] 図２では、生体信号の１つである心電図を計測する場合を説明したが、本実施の形態の生体信号計測システムは、心電図の計測に限らず、筋電図や脳波計測等の他の生体信号の計測にも適用可能である。本実施形態の生体信号計測システムを適用することで、電極デバイスの物理的配線による装着者の不快感を解消できるとともに、電極配置の自由度が上がり、実装するガジェットの幅が広がるという効果が期待できる。

[0019] 電極デバイス（２０、３０）の電極（２１、３１）としては、様々な材質や構成の電極が利用可能である。医療用途で用いられているＡｇ／ＡｇＣｌ

電極をはじめとして、導電性を有する布電極や、金属製の電極など任意のものを利用することができる。

[0020] また、装着者の身体に直接接着しなくてもよい布製や金属製の電極を用いて、衣服の上から電極を装着する非接触電極構成にすることによって、更にユーザビリティを高めることも可能である。

[0021] 生体電位情報は非常に微弱な信号であるため、フィルタ回路やオペアンプによる増幅回路（２２、３２）による信号増幅が必要となる。電極デバイス（２０、３０）の増幅回路（２２、３２）では、生体電位の損失を減らすために高い入力インピーダンスが必要となる。

[0022] 反転増幅回路は、入力インピーダンスを決定する抵抗がゲイン設定にも影響し、さらにそのまま熱雑音として寄与してしまうため、生体電位のＳＮ比を低下させてしまう。一方、非反転増幅回路は、高入力インピーダンス構成にしてもノイズが増加しにくいという特徴を有する。増幅回路（２２、３２）としては、非反転増幅回路を用いることが有効である。非反転増幅回路を採用することによって、システムとしてノイズ成分として現れる同相成分の抑制能力の高い計装アンプと同等の構成を実現することが可能である。

[0023] 電極デバイス（２０、３０）の無線送信器（２４、３４）で利用される無線規格としては、キャリア通信、Ｗｉ－Ｆｉ（登録商標）、Ｂｌｕｅｔｏｏｔｈ（登録商標）など任意のものを利用することができる。電極デバイス（２０、３０）が送信した生体電位の情報を受信する生体信号生成装置４０は、利用する通信規格に合わせて選択すればよい。Ｂｌｕｅｔｏｏｔｈ等の近距離通信規格を用いる場合は、スマートフォン等の装着者が携帯する装置を用いることができ、Ｗｉ－Ｆｉ等の近距離通信規格を利用するのであれば、サーバ等の装置の利用も可能である。

[0024] 生体信号の１つである心電信号波形として、医療用途に使われる１２誘導心電信号波形と呼ばれるものがある。１２誘導心電信号波形を計測する場合の電極としては、電極を人体の四肢及びあばら周辺の１０ヶ所に貼り付けて複数の電極ペア間の電位差を計測している。このような電極配置の場合、多

数のケーブルが装着者の身体に絡み、装着者の不快感が大きいため、臥位以外での計測はあまり行われていない。

[0025] １２誘導心電信号波形を生成するシステムとして、本実施の形態の生体信号計測システムを適用することにより、上述した多数のケーブルをすべて取り払うことができる。これにより、多数のケーブルによる装着者に対する不快感を解消するとともに、日常生活において常時１２誘導心電信号波形計測を行うことを実現することが可能となり、医療の進歩に貢献することも期待される。

[0026] ＜第２の実施の形態＞

図３は、本願発明の第２の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。生体信号生成装置４０で求められる機能は、複数の電極デバイス（２０、３０）から送信された生体電位の情報を受信し、受信した生体電位の情報を用いて生体信号を演算処理により生成することである。図３の構成例のように、生体信号生成装置４０の機能をいずれかの電極デバイス３０に実装してもよい。

[0027] 以下の説明では、生体信号生成装置４０の機能が実装された電極デバイス３０を親機とし、親機に計測電位の信号を送信する電極デバイス２０を子機と呼称して、本実施の形態の動作を説明する。

[0028] 親機の無線受信器４１は、子機で計測された生体電位の情報を受信し、演算回路４２では、親機で計測された生体電位の情報と子機で計測された生体電位の情報を用いて生体信号を生成する。生成した生体信号は、親機のメモリ４３に保存され、生体信号を解析する際に用いることができ、第１の実施の形態の生体信号生成装置４０と同様の機能を実現することができる。本実施の形態では、電極デバイスと別個の装置として、生体信号生成装置４０が不要となるため、スマートフォン等の装置の持ち運びが不要となり、よりユーザに制限のない生体信号の計測が実現可能となる。

[0029] ＜第３の実施の形態＞

第１の実施の形態、第２の実施の形態で説明したように、物理的配線のな

い複数の電極デバイス（２０、３０）を用いることでユーザビリティが向上する。一方で、電極デバイスが物理的配線で接続されていないことによって、各電極デバイス（２０、３０）の増幅回路（２２、３２）における基準電位が一致しなくなるという問題が生じる。従来の物理的配線が存在するシステムで一般に用いられている計測回路としては、図４に示すような計装アンプがある。

[0030] 生体信号計測では、複数の電極で計測された生体電位の間の電位差を検出するため、図４の計装アンプの後段の差動増幅回路の入力端子に入力される２つの入力電位の差を、入力端子に入力される同相成分のノイズ成分を大幅に抑えて増幅する必要がある。この同相成分のノイズ成分を抑えるためには、図４の計装アンプの前段の増幅段の２つの非反転増幅回路の反転入力端子同士が接続されていること、すなわち２つの非反転増幅回路の基準電位が共通化されていることが重要である。

[0031] この２つの非反転増幅回路の反転入力端子の接続点の電位は、２つの入力電位の平均値に収束し、２つの非反転増幅回路の基準電位となる。第１の実施の形態では、電極デバイス（２０、３０）の間に物理的配線がなく、電極デバイス（２０、３０）の増幅回路（２２、３２）の反転入力端子は物理的配線で接続されていない。そのため、それぞれの電極デバイス（２０、３０）の増幅回路（２２、３２）の基準電位が不一致となり、それにより計測精度が劣化する場合がある。

[0032] 図５は、本願発明の第３の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。第３の実施の形態では、生体信号の計測精度を改善するために、他の電極デバイスとの間で生体電位の情報を送受信することで、各電極デバイス（２０、３０）の増幅回路（２２、３２）における基準電位を共通化する。

[0033] 図５の構成例では、各電極デバイス（２０、３０）に設けた基準電位生成回路（２７、３７）によって生成される共通化された基準電位を用いる。これにより、複数の電極デバイス（２０、３０）の間で増幅回路（２２、３２

）の基準電位が共通化された信号増幅が可能となり、生体信号の計測精度が改善され、良好な生体信号が最終的に得られる。

[0034] 本実施の形態の電極デバイス（２０、３０）は、他の電極デバイスとの間で生体電位の情報を送受信するための無線通信器（２６、３６）と、自身の電極デバイスで計測した生体電位（第１の生体電位）の情報と他の電極デバイスで計測した生体電位（第２の生体電位）の情報を用いて、増幅回路（２２、３２）の基準電位を生成する基準電位生成回路（２７、３７）を有する。例えば、基準電位生成回路（２７、３７）では、自身が計測した生体電位と他の電極デバイスから受信した生体電位の加算平均を用いることで、基準電位を生成すればよい。

[0035] 本実施の形態では、基準電位生成のための生体電位の情報を、無線通信を用いて送受信することで、各電極デバイス（２０、３０）における増幅回路（２２、３２）の基準電位を物理的な接続を持たずに共通化することができる。これにより、電極デバイスの装着時の物理的配線による装着者の不快感や身体への拘束性を解消しながら、生体信号のＳ／Ｎ比を改善して、生体信号の計測精度を向上させることができる。

[0036] 無線通信用のモジュールは、広く流通しているため容易にかつ低コストで実装することが可能である。例えば、無線通信器（２６、３６）の送信側回路として、変調回路とアンテナを備え、受信側回路として、復調回路とアンテナを備えればよい。また、各電極デバイス（２０、３０）では、送信する電波のキャリア周波数を互い異なる周波数に設定することで、干渉することなく生体電位の情報を送受信することができる。

[0037] ＜他の実施の形態＞

電極デバイス間で生体電位を送受信する他の方法として、光通信を用いてもよい。光通信を利用することによって、広く利用されている、既存の無線通信の影響を低減して安定した信号の送受信が可能となり、通信傍受がされにくいことによるセキュリティの向上が期待できる。

[0038] 光通信を用いる方法は、通信器の送信側回路として、変調器とＥ／Ｏ変換

器を備え、受信側回路として、Ｏ／Ｅ変換器と復調器を備えることによって実装可能である。電波による無線通信を用いる場合と同様にして、各電極デバイス（２０、３０）で用いる光の波長を異なるものに設定することで、干渉することなく生体電位を送受信することができる。

[0039] ワイヤレスイヤホン等で利用されている磁気通信も本実施の形態に好適である。磁気通信では、コイルに電流を流すことで生じる磁界変化による別のデバイスとの相互誘導で信号伝達を行う。磁界は水分等の人体構成成分に対して透過性を示し、低干渉に通信を行うことができるので、人体に装着した場合においても、安定した生体電位情報の送受信が可能である。

[0040] 磁気通信を実装するには、通信器の送信側回路として、変調器とトランスコンダクタンスアンプなどに代表される電圧電流変換器、アンテナとなるコイルを備え、受信回路として、コイル、トランスインピーダンスアンプなどの電流電圧変換器、復調器を備えればよい。

[0041] 電極デバイス（２０、３０）において生体電位を送受信する他の方法として、人体を伝送路として用いる人体通信を用いてもよい。人体通信を用いた場合には、図６に示すように、各電極デバイス（２０、３０）は、生体電位を計測するための電極＃１（２１、３１）（第１の電極）に加えて、人体通信を行うための電極＃２（２８、３８）（第２の電極）を備える。

[0042] 通信のための電力は、電極デバイス（２０、３０）の消費電力の多くを占める。電波を用いた空間伝搬では、信号強度は伝搬距離の２乗に反比例しで減衰する。一方、人体を介して行った場合には、伝搬距離に反比例した減衰にとどまるため、人体通信を用いることで、より少ない送信電力での送信が可能となる。生体電位の情報の送受信を、人体を介して行うことで消費電力の削減に寄与することができる。

[0043] 図６の通信器（２６、３６）では、電極＃１（２１、３１）から提供された生体信号をサンプリングした信号を用いて、キャリア信号にデジタル変調を施し、人体通信用の電極＃２（２８、３８）から伝送路である人体に送信する。また、他の電極デバイスから送信されたデジタル変調された生体信号

を人体通信用の電極＃２（２８、３８）から受信して復調し、復調された生体信号を基準電位生成回路（２７、３７）に提供する。

[0044] 図６の基準電位生成回路（２７、３７）では、自身の電極デバイスで計測した生体電位と、人体を介して得られた他の電極デバイスの生体電位を加算平均することで、各電極デバイス（２０、３０）において、共通化された基準電位を生成することができる。

[0045] 生体電位の情報の送受信に人体通信を用いることで、電力の削減に加えて、基準電位を生成するための生体電位信号のサンプリングレートと生体信号を生成するための生体電位信号のサンプリングレートを独立に設定することが可能となり、設計の自由度が向上するという利点がある。

[0046] 人体を伝送路とする場合、各電極デバイスで用いるキャリア周波数を異なる周波数とすることで混信を回避することができる。使用する周波数帯は、人体の電気的性質に基づいて数ＭＨｚから１００ＭＨｚ程度にすることで、損失が少ない人体通信を実現することができる。

[0047] 電極デバイス（２０、３０）の電極部としては、生体電位を測定するための電極、生体電位を送信するための電極、および生体電位を受信するための電極を、それぞれ設けてもよい。また、１つの電極において通過帯域の異なるバンドパスフィルタを設けることで電極数を少なくすることもできる。電極数を少なくすることで、人体に接触させる部位が減るため装着者の快適性を向上させる効果がある。

[0048] 電極デバイス（２０、３０）においてキャリア信号をデジタル変調する際に、ＱＰＳＫなどの多値変調を利用し、さらに、各電極デバイス（２０、３０）が使用する異なる信号点を設定することで、１つのキャリア信号において、送受信する信号を分離することが可能である。これにより、デジタル変調に使用するデバイスとして共通のデバイスを使用することができるため、デバイスの量産性やメンテナンス性を向上させることができる。

産業上の利用可能性

[0049] 本願発明は、日常的に心電信号等の生体信号を取得するために用いられる

生体電極および生体電極を用いた生体信号計測システムに利用することができる。

符号の説明

[0050] １…装着者、２…衣料、１０…生体信号計測システム、２０、３０…電極デバイス、２１、３１…電極、２２、３２…増幅回路、２３、３３…量子化回路、２４、３４…無線送信器、２５、３５…電源、４０…生体信号生成装置、４１…無線受信器、４２…演算回路、４３…メモリ。

請求の範囲

[請求項1] 生体電位を計測する電極と、計測された前記生体電位を増幅する増幅回路と、増幅された前記生体電位をデジタルデータに変換して生体電位情報を生成する量子化回路と、前記生体電位情報を送信する無線送信器と、前記増幅回路、前記量子化回路、および前記無線送信器に電力を供給する電源を有する複数の電極デバイスと、

前記電極デバイスの前記無線送信器から送信された前記生体電位情報を受信する無線受信器と、前記複数の電極デバイスの少なくとも２つの電極デバイスにおける前記生体電位情報を用いて生体信号波形を生成する演算回路を有する生体信号生成装置と

を備える生体信号計測システム。

[請求項2] 前記生体信号生成装置が実装された前記電極デバイスを備え、当該電極デバイスの前記演算回路は、当該電極デバイスで計測された前記生体電位情報と他の前記電極デバイスで計測された前記生体電位情報を用いて、前記生体信号波形を生成する

ことを特徴とする請求項１に記載の生体信号計測システム。

[請求項3] 前記生体信号生成装置は、

人体の四肢の少なくとも２ヶ所に装着された前記電極デバイスから送信された前記生体電位情報を用いて、心電信号波形を生成する

ことを特徴とする請求項１に記載の生体信号計測システム。

[請求項4] 前記生体信号生成装置は、

人体の四肢の１０ヶ所に装着された前記電極デバイスから送信された前記生体電位情報を用いて、１２誘導心電信号波形を生成する

ことを特徴とする請求項３に記載の生体信号計測システム。

[請求項5] 前記電極デバイスは、

当該電極デバイスで計測した第１の生体電位の情報を、電波を介して送信し、他の電極デバイスで計測した第２の生体電位の情報を、電波を介して受信する無線通信器を備え、

前記第１の生体電位の情報と前記第２の生体電位の情報を用いて、前記増幅回路における基準電位を生成する基準電位生成回路を備える

ことを特徴とする請求項１～４の何れか１項に記載の生体信号計測システム。

[請求項6] 前記電極デバイスは、

当該電極デバイスで計測した第１の生体電位の情報を、光を介して送信し、他の電極デバイスで計測した第２の生体電位の情報を、光を介して受信する通信器を備え、

前記第１の生体電位の情報と前記第２の生体電位の情報を用いて、前記増幅回路における基準電位を生成する基準電位生成回路を備える

ことを特徴とする請求項１～４の何れか１項に記載の生体信号計測システム。

[請求項7] 前記電極デバイスは、

当該電極デバイスで計測した第１の生体電位の情報を、磁気を介して送信し、他の電極デバイスで計測した第２の生体電位の情報を、磁気を介して受信する通信器を備え、

前記第１の生体電位の情報と前記第２の生体電位の情報を用いて、前記増幅回路における基準電位を生成する基準電位生成回路を備える

ことを特徴とする請求項１～４の何れか１項に記載の生体信号計測システム。

[請求項8] 前記電極デバイスは、

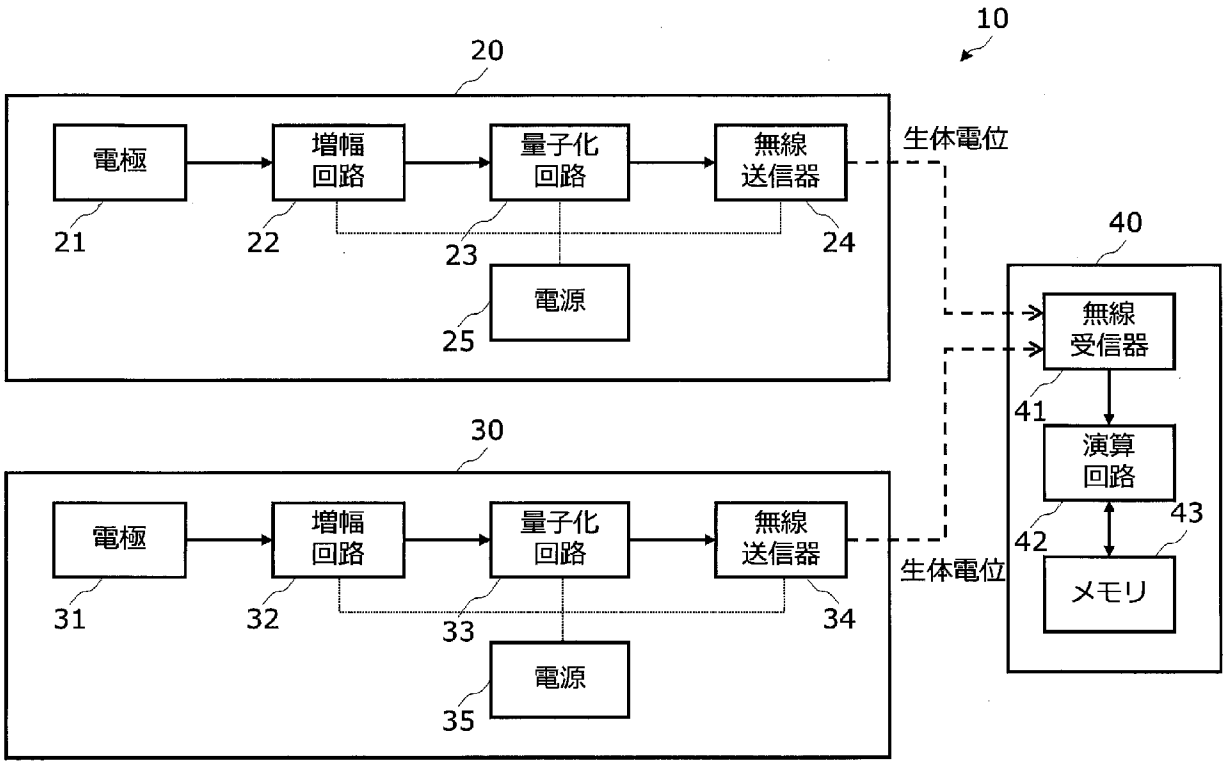
当該電極デバイスで計測した第１の生体電位の情報を、人体を介して送信し、他の電極デバイスで計測した第２の生体電位の情報を、人体を介して受信する通信器と、人体通信を行うための第２の電極を備え、

前記第１の生体電位の情報と前記第２の生体電位の情報を用いて、前記増幅回路における基準電位を生成する基準電位生成回路を備える

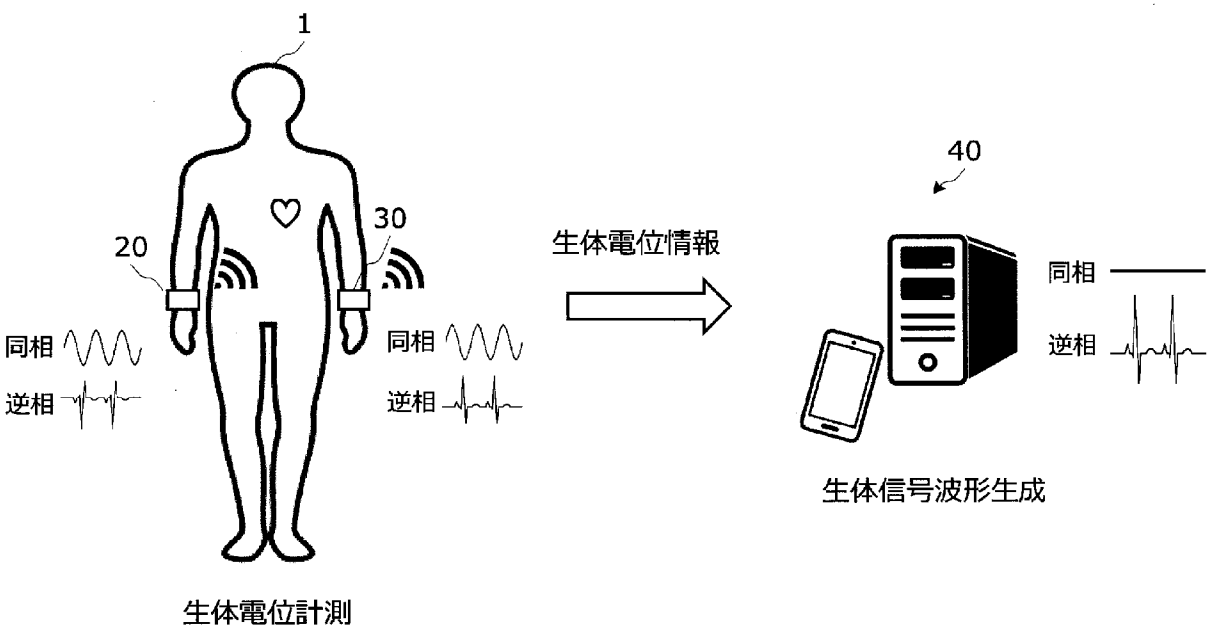
ことを特徴とする請求項１～４の何れか１項に記載の生体信号計測

システム。

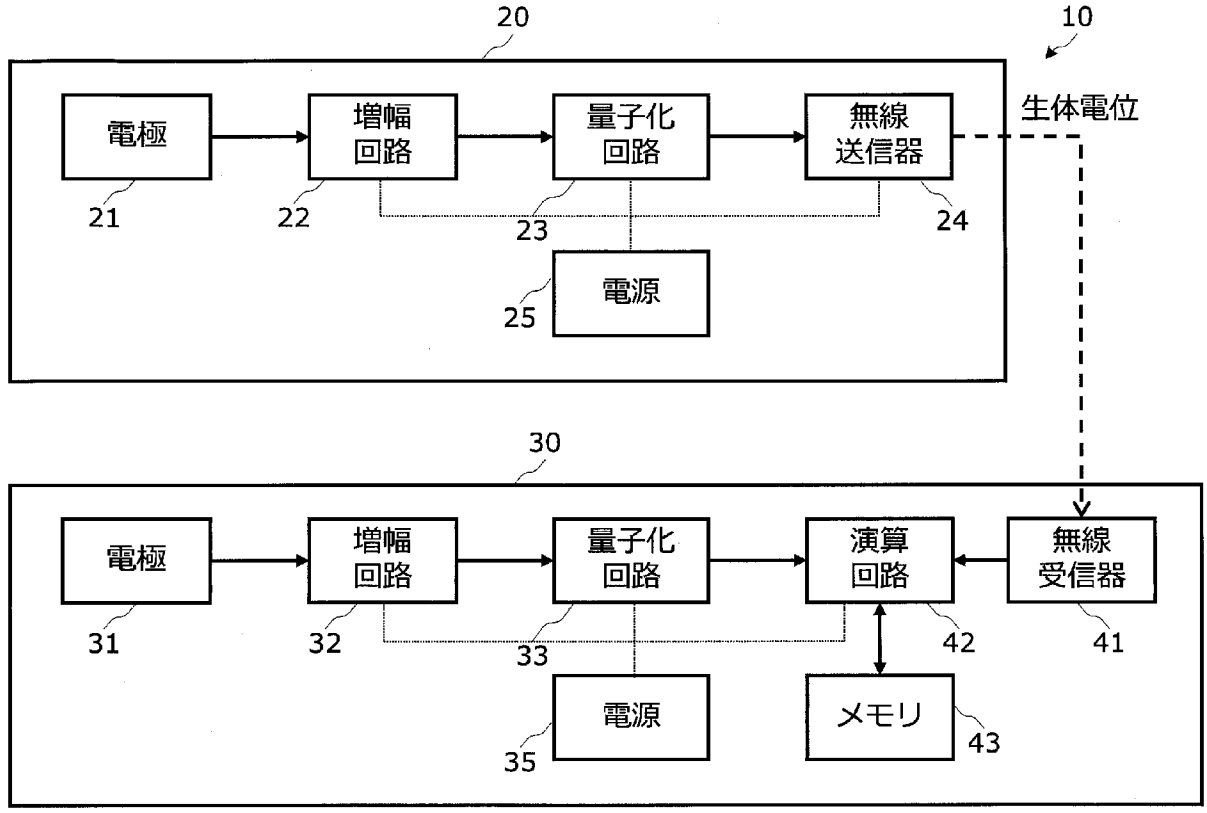
[図1]


10
20
電極
増幅回路
量子化回路
無線送信器
21
22
23
24
電源
25
生体電位
40
無線受信器
41
演算回路
42
43
メモリ
30
電極
増幅回路
量子化回路
無線送信器
31
32
33
34
電源
35
生体電位

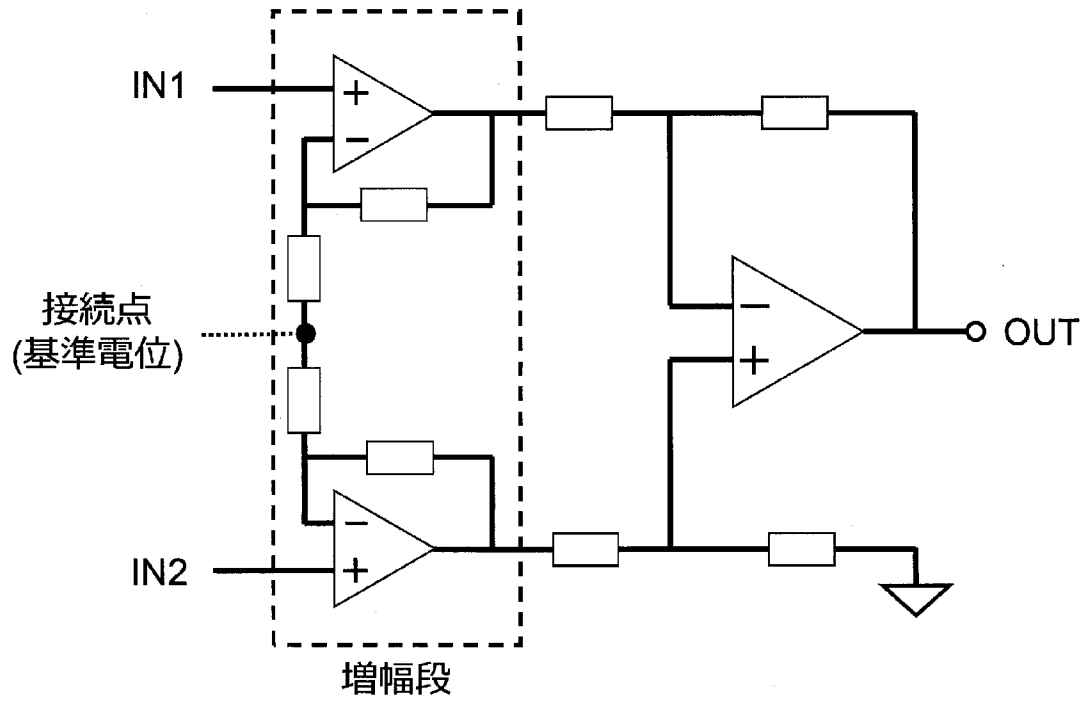
[図2]


1
20
30
同相
逆相
同相
逆相
生体電位計測
生体電位情報
40
同相
逆相
生体信号波形生成

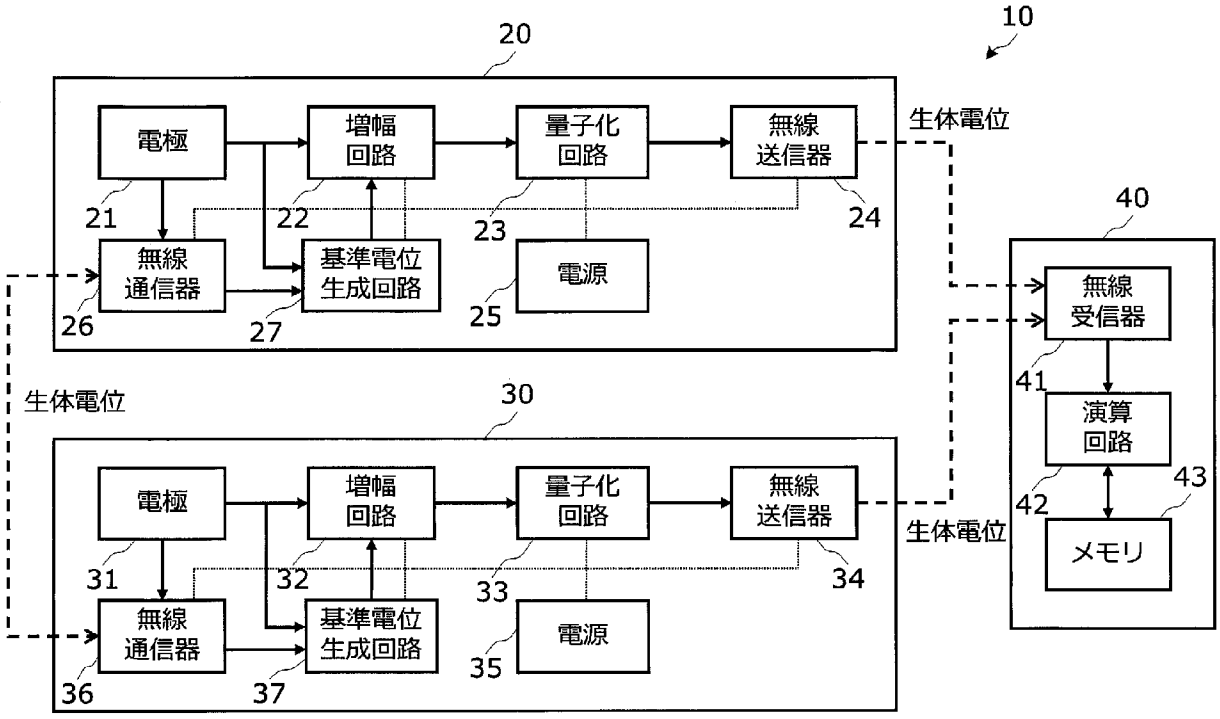
[図3]


20
10
電極
増幅回路
量子化回路
無線送信器
生体電位
21
22
23
24
電源
25
30
電極
増幅回路
量子化回路
演算回路
無線受信器
31
32
33
42
41
電源
メモリ
35
43

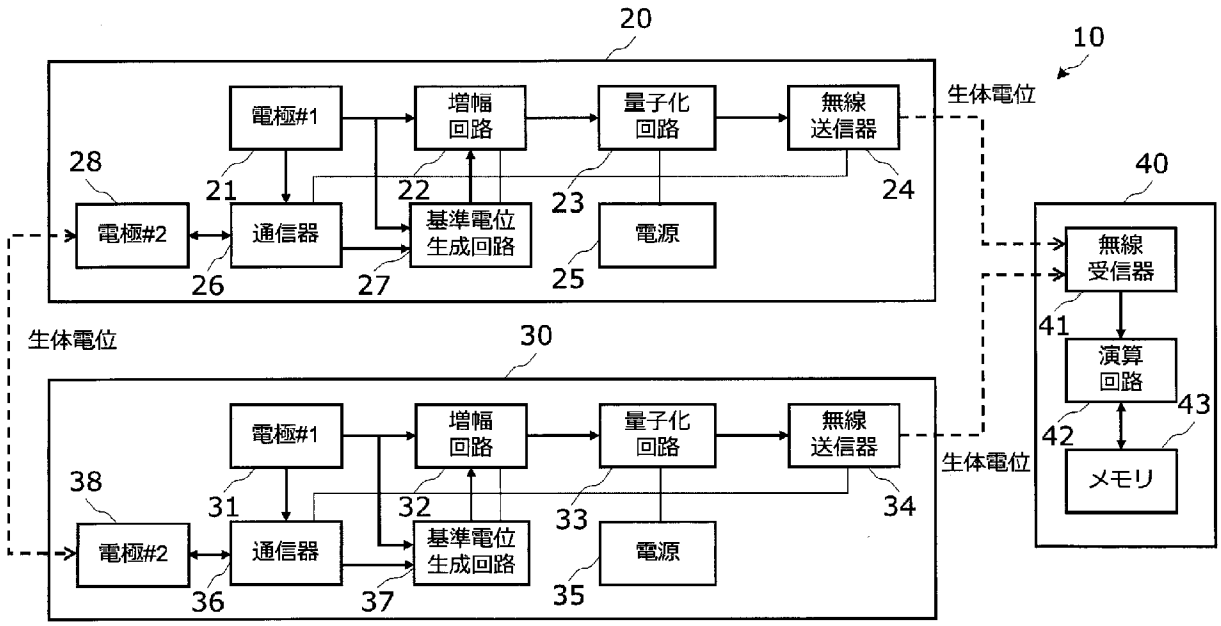
[図4]


IN1
接続点
(基準電位)
IN2
OUT
増幅段

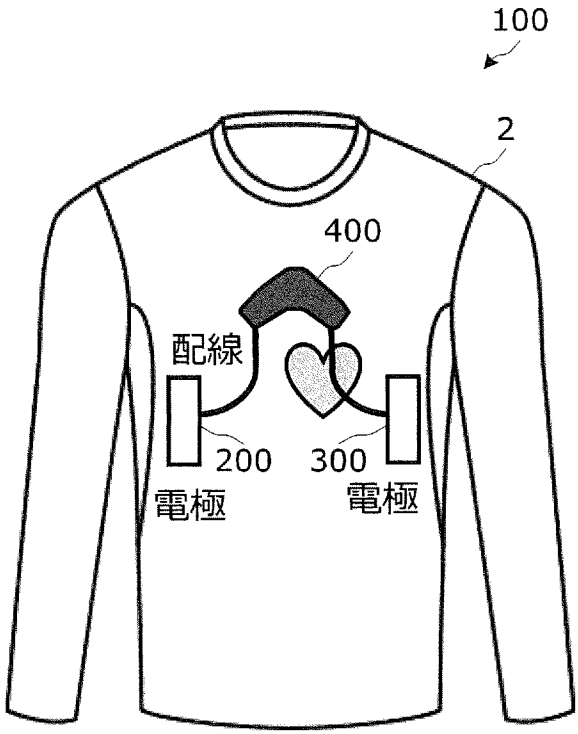
[図5]


10
20
電極
増幅回路
量子化回路
無線送信器
21
22
23
24
無線通信器
基準電位生成回路
電源
26
27
25
生体電位
生体電位
40
無線受信器
41
演算回路
42
43
メモリ
30
電極
増幅回路
量子化回路
無線送信器
31
32
33
34
無線通信器
基準電位生成回路
電源
36
37
35
生体電位

[図6]


10
20
電極#1
増幅回路
量子化回路
無線送信器
28
21
22
23
24
電極#2
通信器
基準電位生成回路
電源
26
27
25
生体電位
生体電位
40
無線受信器
41
演算回路
42
43
メモリ
30
電極#1
増幅回路
量子化回路
無線送信器
38
31
32
33
34
電極#2
通信器
基準電位生成回路
電源
36
37
35
生体電位

[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2022/023295

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/308(2021.01)i
FI: A61B5/308

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/308

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2022
Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2012/085996 A1 (FUJITSU LIMITED) 28 June 2012 (2012-06-28) paragraphs [0002]-[0008], [0013]-[0025], [0059]-[0072], fig. 1-2, 8-10	1-4
Y		1-4
A		5-8
X	WO 2019/225244 A1 (PANASONIC INTELLECTUAL PROPERTY MANAGEMENT CO., LTD.) 28 November 2019 (2019-11-28) paragraphs [0013]-[0045], [0061], fig. 1-4	1-2
Y		1-4
A		5-8
Y	US 2021/0244337 A1 (BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) 12 August 2021 (2021-08-12) paragraphs [0054], [0071], [0081], [0086]-[0087], [0109]-[0116], [0129], [0146]-[0158], fig. 1-3, 5, 8-10	1-4
A		5-8

☑ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
08 August 2022	**16 August 2022**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2018/198286 A1 (MAXELL LTD) 01 November 2018 (2018-11-01) paragraphs [0026], [0110]-[0112], [0204], fig. 2, 25	1-8
A	US 2017/0055862 A1 (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 02 March 2017 (2017-03-02) abstract, paragraphs [0035], [0051]-[0073], fig. 1-5	1-8
A	JP 6-197878 A (YOKOGAWA ELECTRIC CORP) 19 July 1994 (1994-07-19) abstract, paragraphs [0009]-[0016], fig. 1-2	1-8
A	US 10463302 B1 (THE ACCESS TECHNOLOGIES) 05 November 2019 (2019-11-05) abstract, column 5, line 57 to column 6, line 19, column 8, line 29 to column 9, line 5, fig. 1, 9	1-8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2022/023295

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO 2012/085996 A1	28 June 2012	US 2013/0271110 A1 paragraphs [0003]-[0011], [0033]-[0052], [0095]-[0114], fig. 1-2, 8-10	
WO 2019/225244 A1	28 November 2019	(Family: none)	
US 2021/0244337 A1	12 August 2021	WO 2020/224493 A1 CN 110327038 A	
WO 2018/198286 A1	01 November 2018	(Family: none)	
US 2017/0055862 A1	02 March 2017	KR 10-1651537 B1	
JP 6-197878 A	19 July 1994	(Family: none)	
US 10463302 B1	05 November 2019	WO 2020/181367 A1	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2022/023295

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/308(2021.01)i
FI: A61B5/308

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B5/308

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０２２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２２年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	WO 2012/085996 A1 (富士通株式会社) 28.06.2012 (2012-06-28) 段落[0002]-[0008],[0013]-[0025],[0059]-[0072],図1-2,8-10	1-4
Y		1-4
A		5-8
X	WO 2019/225244 A1 (パナソニックＩＰマネジメント株式会社) 28.11.2019 (2019-11-28) 段落[0013]-[0045],[0061],図1-4	1-2
Y		1-4
A		5-8
Y	US 2021/0244337 A1 (BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) 12.08.2021 (2021-08-12) 段落[0054],[0071],[0081],[0086]-[0087],[0109]-[0116],[0129],[0146]-[0158],図1-3,5,8-10	1-4
A		5-8
A	WO 2018/198286 A1 (マクセル株式会社) 01.11.2018 (2018-11-01) 段落[0026],[0110]-[0112],[0204],図2,25	1-8

☑ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☑ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
“E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
“L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
“P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
“X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
“Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
“&” 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
08.08.2022	16.08.2022

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
▲高▼原　悠佑 2Q 8358

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C.　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	US 2017/0055862 A1 (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 02.03.2017 (2017-03-02) 要約,段落[0035],[0051]-[0073],図1-5	1-8
A	JP 6-197878 A (横河電機株式会社) 19.07.1994 (1994-07-19) 要約,段落[0009]-[0016],図1-2	1-8
A	US 10463302 B1 (THE ACCESS TECHNOLOGIES) 05.11.2019 (2019-11-05) 要約,第5欄第57行-第6欄第19行,第8欄第29行-第9欄第5行,図1,9	1-8

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2022/023295

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO 2012/085996 A1	28.06.2012	US 2013/0271110 A1 段落[0003]-[0011],[0033]-[0052],[0095]-[0114],図1-2,8-10	
WO 2019/225244 A1	28.11.2019	（ファミリーなし）	
US 2021/0244337 A1	12.08.2021	WO 2020/224493 A1 CN 110327038 A	
WO 2018/198286 A1	01.11.2018	（ファミリーなし）	
US 2017/0055862 A1	02.03.2017	KR 10-1651537 B1	
JP 6-197878 A	19.07.1994	（ファミリーなし）	
US 10463302 B1	05.11.2019	WO 2020/181367 A1	